Aus der Prothetisch-orthopädischen Abteilung der
Universitätsklinik und Poliklinik für Zahn- Mund-
und Kieferkrankheiten Würzburg.
Vorstand: Prof. Dr. Dr. Hans Schlampp

Zur Statik und Kinematik der Freiendprothese des Oberkiefers

Inaugural - Dissertation

verfaßt und der

Hohen Medizinischen Fakultät

der

Julius - Maximilians - Universität Würzburg

zur

Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde

vorgelegt von

Hans Schneider
aus Kusel/Pfalz

Würzburg 1954.

Aus der Prothetisch-orthopädischen Abteilung der
Universitätsklinik und Poliklinik für Zahn- Mund-
und Kieferkrankheiten Würzburg.
Vorstand: Prof. Dr. Dr. Hans S c h l a m p p

Zur Statik und Kinematik der Freiendprothese des Oberkiefers

I n a u g u r a l - D i s s e r t a t i o n

verfaßt und der

Hohen Medizinischen Fakultät

der

Julius - Maximilians - Universität Würzburg

zur

Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde

vorgelegt von

Hans S c h n e i d e r
aus Kusel/Pfalz

Würzburg 1954.

Referent: Professor Dr.Dr. H. S c h l a m p p .

Tag der mündl. Prüfung:

21. Mai 1954

R. UNIV. BIBLIOTHEEK LEIDEN

Gedruckt mit Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität
W ü r z b u r g .

In Dankbarkeit meinen lieben Eltern.

Einleitung

Den Zweck der Prothetik kann man mit folgendem Satz definieren: Wiederherstellung der bestmöglichen Kaufunktion in dem, durch pathologische und traumatische Einwirkungen geschädigten, maxillo-mandibulären System unter Anwendung medizinisch-wissenschaftlicher Erkenntnisse. Von den verschiedenen Komponenten zur Lösung dieser Aufgabe nimmt die Mechanik der Prothese eine bedeutende Stellung ein. Unter Berücksichtigung ihrer Gesetze wird ein Ersatzstück konstruiert und ausgearbeitet. Das Ziel der Prothetik ist in biomechanischer Hinsicht nach C o n o d (1):

> "Mit den künstlichen Zähnen solche Kaubedingungen zu schaffen, daß ihre Wirksamkeit derjenigen des natürlichen Gebisses möglichst nahe kommt."

Dieses ist bei einem Lückengebiß mit distaler Begrenzung verhältnismäßig leicht zu erreichen: durch sinnvolle, physiologisch abgestimmte Belastung des Restgebisses wird bei entsprechender Prothesenkonstruktion der Kaudruck auf die ersetzten Zähne von den verbliebenen funktionstüchtigen Kaueinheiten aufgefangen. Die Sharpay'schen Fasern transformieren die schädlichen Druckwirkungen in Zugkräfte mit funktioneller Reizwirkung und übermitteln sie, wie W a l k h o f f und B l u n t s c h l i(2) nachweisen, über das Trajektoriensystem des Oberkiefers dem in sich abgestützten knöchernen Schädel.

Bei verkürzter Zahnreihe tritt an Stelle der das Paradentium belastenden Prothese ein paradental-gingival getragenes Ersatzstück mit all seinen Problemen, zu deren Lösung die Lehre der Mechanik unumgänglich ist.

Bei der Konstruktion einer Prothese berücksichtigen wir die Gesetze der Kinematik, der Dynamik und der Statik.

Die Kinematik ist die Lehre der Bewegungsform und -größe.

Die Dynamik ist die Lehre der Ursache der Bewegung.

> "Trifft nun ein bewegter Körper auf einen Widerstand, so tritt eine relative Ruhe ein, ein Zustand, der durch die Gleichung
>
> $$\{\text{Kräfte} = 0$$
>
> ausgedrückt werden kann. Diese Formel ist bezeichnend für die Statik.

Die Statik ist die Lehre vom Gleichgewicht und von der Kraftwirkung ruhender Körper.

Die in diesen Bereich einzuordnenden Arbeiten der letzten Jahre basierten hauptsächlich auf statischen Untersuchungen unter Berücksichtigung folgender drei Probleme (3).

1.) Statisch richtige Stellung der Zähne zur Kieferkammlinie.
2.) Druckverteilung und -aufnahme bei Auflage der Prothese auf einer, der Schleimhaut entsprechenden elastischen Unterlage.
3.) Druckverteilung auf Anker- und Sattelteil unter Zwischenschaltung von Federn und Gelenken.

Charakteristisch für jene Forschung war , wie S t r a c k berichtet, die Forderung, die Schleimhaut solle 1/3, das Restgebiß 2/3 des Kaudruckes aufnehmen (3).

Bislang wurde diese Bedingung noch von keinem Ersatzstück erfüllt, da nur wenige Autoren ernsthaft die Gesetzmäßigkeiten der Klammer in Verbindung mit der Prothese studiert und beschrieben haben. Erst in der letzten Zeit wurden brauchbare Ergebnisse von R e h b e r g (4), L o e b i s c h (5), E i c h n e r (6), S t r a c k (3) und S t r i n i (31) veröffentlicht. So fordert S t r a c k mit Recht das Studium der Kinematik "die Konstruktion von Raumpolen der Eigenbeweglichkeit der Prothese, sowie die Untersuchung von Größe und Richtung der Klammerkraft und der daraus resultierenden Reaktion des Ersatzstückes bei übermittelten Kauimpulsen" - zur Klärung der Federwirkung und Systematik beim Einbau in die partielle Prothese. Aus der rein statischen Behandlung des Konstruktionsproblems hat sich eine funktionelle Betrachtungsweise organisch entwickelt.

In vorliegender Arbeit ist die Aufgabe gestellt, statische und kinematische Gegebenheiten einer oberen Freiendplattenprothese im Modellversuch zu studieren und auszuwerten. Es sollen einmal die Druckverteilung und -aufnahme bei Auflage der Prothese auf einer der Schleimhaut entsprechenden Unterlage, sowie die Druckverteilung auf Anker- und Sattelteil bei Zwischenschaltung von Klammern und Federn beobachtet werden, auf der andern Seite der Eigenbewegung der Prothese und der Wirkungen der Klammern und Federn darauf Beachtung geschenkt werden.

L i t e r a t u r .

Erst seit einiger Zeit erscheinen in der Literatur konkrete Arbeiten über Prothesenstatik. Bislang behalf man sich mit Ueberlegungen und Auswertungen empirischer Erkenntnisse. K a n t o r o w i c z (7) versuchte als erster dieses Problem mit rein statischen Mitteln zu lösen und wurde dadurch mit seinen Untersuchungen richtungweisend. So ließ er einmal in einem Warmwasserbad eine Prothese belasten (8), die auf einem Gipsmodell und einer darauf fixierten Wachsplatte gelagert war. An Hand der abgekühlten, in der letzten Kompressionsstellung erstarrten Wachszwischenschicht wollte er die Druckverteilung auf der Schleimhaut darstellen. Eine Weiterentwicklung waren die Messungen an einem starren Körper (Lineal), der auf einem elastischen Lager (Gummischwamm) unter verschiedenen Bedingungen und an verschiedenen Punkten belastet wurde. - Die Ergebnisse erschienen 1949 in der DZZ IV, 3/4. - Hier wurden zum ersten Male die Bewegungen eines freiendenden Prothesensattels bei vertikaler Druckeinwirkung zeichnerisch und rechnerisch überprüft.

C o n o d (1) berichtet von ähnlichen Versuchen. Er wählt als Unterlage eine Flüssigkeit und vergleicht die Prothese auf dem Zahnfleisch mit einem Schwimmkörper auf dem Wasser, um mit den neuen Begriffen Reaktion und Reaktionszentren bekannt zu werden. Er teilt das die Prothese immitierende Objekt in drei Zonen ein und stellt fest, daß nur das mediale Drittel belastet werden darf, während das mesiale und distale von Druckkräften verschont bleiben soll. An sogenannten kritischen Punkten sinkt die Belastbarkeit des Sattels auf die Hälfte des in der Mitte gemessenen Wertes und nimmt darüber hinaus weiter ab. Als günstigste Verankerung bezeichnet C o n o d ein Scharniergelenk bei "en bloc"-Versteifung des Restgebisses oder größerer Teile der Zahnreihe. Ungünstige Verhältnisse am mesialen Sattelteil will er durch Unterfütterung mit langsam erhärtender Masse (Pernax) kompensieren. Er demonstriert wie tiefe Täler, die in Bezug auf Belastungsfähigkeit bei anderen Gelenken, ebenso bei klammerlosen Konstruktionen, zwischen Restgebiß und Prothese auftreten, bei dieser Verbindungsart nicht im Diagramm

registriert werden und daß durch die Unterfütterung die Belastungskurve nur langsam abfällt (Siehe Abb. Nr. 1)

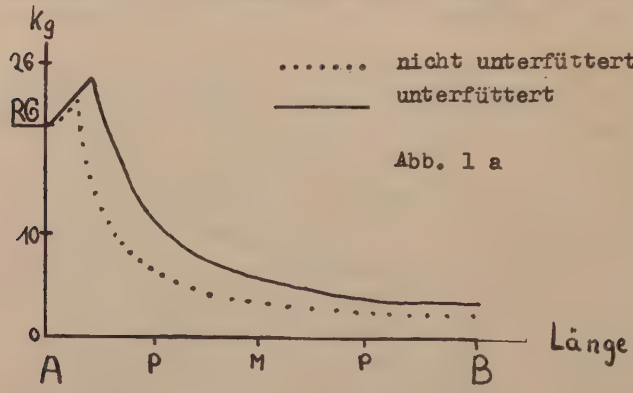


Abb. 1 a

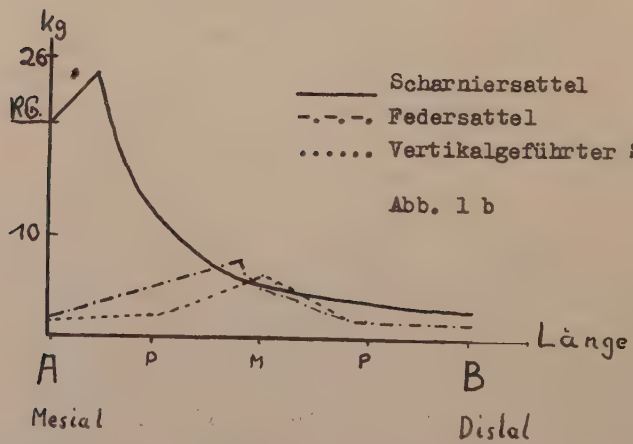


Abb. 1 b

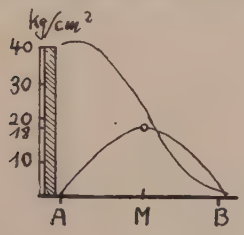
Zu Abb. 1 a : Tragfähigkeit des Scharniersattels.

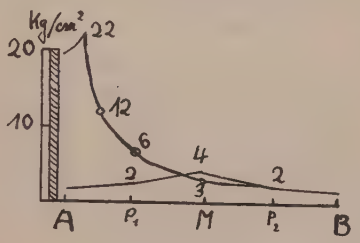
Die Unterfütterung des Scharniersattels mit zäher Masse erhöht seine Tragfähigkeit fast um das Doppelte. Die Unterfütterung der anderen Satteltypen erhöht ihre Tragfähigkeit nicht, weil das wandernde Reaktionszentrum die Herstellung des günstigen Verhältnisses zwischen Sattel und Zahnfleisch verbietet.

Zu Abb. 1 b : Vergleichskurven der drei Satteltypen.

Der Scharniersattel ist in seiner Mitte etwas weniger belastungsfähig als die anderen. Distal trägt er fast das Doppelte und mesial erreicht er die Belastungswerte des Restgebisses ohne Graben. Die große Uebertragung auf das Restgebiß verlangt besondere Sorgfalt in der Verankterung der Scharniergelenke , um das Restgebiß zu sichern. Umzeichnungen nach Conod (1).

S t r a c k befaßte sich auch mit diesem Problem und beschreibt eine ebenfalls rein schematische Versuchsanordnung; sie ist jedoch mit Meßuhren versehen, die sowohl die Belastungen, als auch die Messungen verhältnismäßig genau registrieren. Diese Apparatur, sowie ein früheres Hilfsmittel zum Studium der Statik und Kinematik, das "Prothesenbett", findet man auf Seite 624 der DZZ VIII. 11 (1953) abgebildet und beschrieben. S t r a c k konnte die Ergebnisse von K a n t o r o w i c z und C o n o d damit korrigieren. Der Vorteil dieser Methodik war, daß nicht nur die Grenzwerte bei distaler, mesialer und medialer Belastung ermittelt werden konnten, sondern auch Zwischenwerte. Sehr demonstrativ ist der Vergleich seines Belastungsdiagrammes mit dem von C o n o d . S. Abb. Nr. 2.





Folgende Punkte haben die oben besprochenen Untersuchungsmethoden gemeinsam:

1. Es werden an Hand einer schematischen Nachbildung der Prothese mittels eines Brettes Untersuchungen über statische und kinematische Gegebenheiten angestellt.
2. Die Schleimhaut wird durch ein elastisches Material imitiert; ein Lager von nicht festgelegter Dicke bildet die federnde Unterlage für das zu beobachtende Brett.
3. Die Einsinktiefen sind von vorneherein festgelegt durch angenommene Resilienzwerte (K a n t o r o w i c z 0,3 - 1,5 mm, S t r a c k 0,5 mm), während der Druck besonders bei S t r a c k variiert.

Zuletzt sind hier noch D ö r i n g (9) und K o k t a (10) zu erwähnen. Beide führten Untersuchungen über statische

Verhältnisse bei totalen Prothesen aus. Döring bildete die Schleimhaut, ohne die Resilienz zu berücksichtigen, mit Hilfe von luftgefüllten Gummikissen nach, die er an der Unterseite eines stark vergrößerten Prothesenmodells anbrachte. Jedes dieser 152 Kissen, das einen Zellverband der Schleimhaut darstellen sollte, stand mittels eines Ventilschläuchchens mit einem offenen U-Rohr in Verbindung. Dieses, mit gefärbtem Wasser gefüllte Röhrchen war vor einer Meßtafel aufgestellt und zeigte bei Kompression, bzw. Entlastung ablesbare Werte an. Die Prothese ruhte auf einem Gipsmodell und wurde an verschiedenen Stellen mit verschiedenen Gewichten belastet. Mit dieser Apparatur konnte festgestellt werden, wo Belastungs- und Entlastungszonen auftraten. Die gefundenen Zahlen ergaben relative Werte. Die komplizierte Apparatur war jedoch Ursache für viele, wenn auch nur geringe Fehlerquellen, sie erbrachte aber auch erstmals ein einigermaßen verläßliches Bild über Druckverteilung unter einer totalen Unterkieferprothese.

Die Kokta'sche Versuchsanordnung entspricht im Prinzip der in dieser Arbeit verwendeten Meßmethode, die Untersuchungen befaßten sich mit dem Modell einer totalen Oberkieferprothese.

Theoretische Voraussetzungen zum Aufbau der Versuchsanordnung .

Bewegungen können nur stattfinden, wenn auslösende Kräfte vorhanden sind. So ist der Vorgang der Mastikation unter anderem auch von der Kaukraft abhängig. Diese Energieäußerung ist gekennzeichnet durch

a) Richtung,
b) Größe. .

Die Anatomie der Muskulatur bestimmt die effektive Richtung der Kaukraft, der Unterkiefer erscheint als auslösendes Moment. So findet man vertikale, transversale, sagittale Bewe-

gungen und Kombinationen der drei Richtungen untereinander. Daraus resultieren die Lageveränderungen, die ein Ersatzstück durch Krafteinwirkungen erfährt.

In vorliegender Arbeit wird nur Translation, bzw. Rotation um zu ermittelnde Pole untersucht.

Die Größe der Kraft hängt ebenfalls von dem anatomischen Bau, aber auch von der physiologischen Wirkungsweise der Muskulatur ab, wobei man hier absolute Werte von 400 (F i c k) und 210 kg/qcm (G y s i) als potentielle Energie gemessen hat (11). Die relative Kaukraft wartet mit wesentlich geringeren, individuell verschiedenen Zahlen auf; sie wird einerseits durch funktionelle Aufgaben, durch die Sensibilität der Wurzelhaut und den Sinneseindruck, andererseits durch den Zustand des Gebisses oder die Art des Zahnersatzes bestimmt; sie äußert sich im Kaudruck, der als "Kraft / Flächeneinheit" definiert ist.

So fand U h l i g (12) differierende Werte zwischen 25,36 und 9,75 kg/qcm je nach Altersgruppe und Antagonistenpaar im gesunden Gebiß, 6-13,5 kg/qcm bei gingival gelagerten partiellen Prothesen und natürlichem Gegenbiß, 3-14 kg/qcm bei beidseitig gingival gelagerten Ersatzstücken. Die für diese Arbeit interessierenden Werte liegen zwischen 5 und 7 kg/qcm im Bereiche der Molaren. Die motorische Kraft des Kaumuskelkomplexes wird den künstlichen Zähnen durch den Knochen des Unterkiefers übermittel (1). Der prothetische Zahn müßte so arbeiten als wäre er mit dem Knochen verbunden und nicht auf dem Polster der Schleimhaut gelegen. Durch Interposition des Weichteiltegumentes treten nun Verluste auf; und zwar vermag das unter dem künstlichen Zahn liegende Sattelsegment weniger Druck auszulösen als die entsprechende Wurzel, zum anderen tritt ein Wegverlust ein, durch die "Resilienz" der Schleimhaut bedingt. Dieser Begriff wurde 1910 von G r e e n (13) geprägt und als "Nachgiebigkeit von Gewebe" (Schleimhaut, Knochen, Knorpel etc.) bezeichnet. Die Definition von U h l i g (12) lautet:

> Das Weichteiltegument, als Maschenwerk organischer Substanz mit hohem Prozentgehalt extra- und intravasaler Flüssigkeit, gestattet bei flächenhaftem Druck der Gewebsflüssigkeit ein Ausweichen in aufnahmefähige Bezirke.

Er spricht a) von Spontankompressibilität,
b) von Anpassungsdeformation.

Unter a) ist das Verhalten des Schleimhautpolsters bei sporadischem Flächendruck,
unter b) die Vorgänge und Veränderungen im Gewebe bei Eingliederung eines Ersatzstückes zu verstehen.

Streng genommen müßte man die irreversiblen anatomisch-histologischen Vorgänge der Anpassungsdeformation , die durch Ab- und Umbau von Gewebe charakterisiert sind, von dem Begriff Resilienz trennen. Nur die Spontankompressibilität gestattet der Schleimhaut nach Entlastung eine Rückkehr in ihre frühere Situation; sie ist sogar bei bereits deformiertem Tegument noch vorhanden.

Im Rahmen dieser Arbeit werden nur diese reversiblen Veränderungen, sowie die Größe der Deformierbarkeit der Kieferbedeckung unter der partiellen Prothese berücksichtigt.

Viele Untersuchungen und eben so viele Resultate kennen wir auf diesem Gebiet. Aeltere Versuche von K a n t o r o w i c z , B a l t e r s , S c h m i t z und W i l l e m s e (14) ergaben sehr hohe Resilienzwerte. S p r e n g (16) (ebenso G i g e r (17), S o h m (18) und K a l l e n b e r g e r (19)) nennt bei punktförmigen Messungen im Oberkiefer Einsinktiefen von 0,6 bis 1,6 mm, im Unterkiefer von 0,2 bis 0,6 mm, B e l g e r (20) 0,3 bis 1,5 mm bei 6-7 kg /qcm Druck, wobei er die Schmerztoleranzgrenze bei 0,8 bis 2,5 mm erreicht. S c h w a r z (21) berichtet von 1 bis 1,5 mm, P f e i f f e r (22) von 1 mm unter totalen Prothesen. B. M ü l l e r (23) errechnet einen Mittelwert von 1,3 mm.

Als die wohl am günstigsten zu beurteilenden Resultate dürften die Ergebnisse von B o n y h à r d (15) sein, der 0,2 bis 0,6 mm Einsinktiefe unter partiellen Sätteln beobachtete; denn eine Prothese, die in der Ruhelage der Schleimhaut gleichmäßig anliegt, kann sich unter Belastung nur so weit einsenken, wie es die Stellen mit der geringsten Resilienz zulassen.

Das alte Problem der Prothesenstatik - Druckverteilung auf Schleimhaut und Restgebiß konnte nicht als gelöst betrachtet werden, solange es dem Gefühl der Techniker überlassen war, die Klammerdrahtstärke zur Kraftübertragung auf den Anker zu bestimmen. Verwertbare Untersuchungsergebnisse berichteten hier B a e t z (24), S t r a c k (3), R e h b e r g (4) und E i c h n e r (6). Ersterer konstruierte eine Apparatur, in der er die Klammern auf Zusammendrücken und Auseinanderbiegen prüfte. R e h b e r g berechnete ebenso wie E i c h n e r nach der Formel der Durchbiegbarkeit freiendender Träger mit rundem Querschnitt, die Federkraft des Drahtes und konstruierte eine Meßvorrichtung zum bequemen Ablesen der ermittelten Werte, während E i c h n e r mit Hilfe seines Prüfgerätes das Material in jeder Form, ja sogar schon als Klammer in die Prothese eingesetzt ausmessen kann. Genau ausgearbeitete Tabellen für verschiedene Metalle und Legierungen gestatteten ein bequemes Ablesen der übertragbaren Kräfte bei entsprechendem Federweg und Drahtdurchmesser.

Die exakteste Bearbeitung dieses Problemes finden wir bei S t r a c k . Er bestimmt nicht nur die Größe der Durchbiegung und der Torsion, sondern auch die Dauerbiegebeanspruchung des Materials und demonstriert sehr anschaulich, daß die Feder durchaus berechenbar ist.

Material und Aufbau der Apparatur.

Die prinzipielle Anordnung der hier beschriebenen Apparatur zum Studium statischer und kinematischer Gegebenheiten in der Prothetik ist die, daß die vertikalen Bewegungen eines stark vergrößerten Prothesenmodells auf einer nachgiebigen Unterlage auf ein Zeigersystem übertragen werden. Jeder Zeigerausschlag registriert die Lageveränderung an einem bestimmten Punkt.

Als relative Werte zur Konstruktion eines Untersuchungsmodells galten die Maße eines normalen Oberkiefers mit verkürzter Zahnreihe. Unter linearer Vergrößerung 1 : 4 wurde ein

Wachsmodell hergestellt und zwei Gipsabdrücke davon genommen. Der erste davon gewonnene Ausguß diente zur Beschaffung einer Paladonprothese, die in ihrer senkrechten Projektion etwa die 16-fache Größe einer normalen Oberkieferprothese darstellt. Ferner wurde darauf eine Wachsplatte modelliert mit wechselnder Stärke, der unterschiedlichen Dicke der Schleimhaut entsprechend, die dann in den zweiten Abdruck eingelegt, den Zweck eines Platzhalters erfüllte. Nach Ausgießen mit Gips konnte an Stelle des Wachses eine 6 mm starke Schicht Elastomoll-Schwammgummi aufgeklebt werden. Nun kam die Prothese derart auf der elastischen Unterlage zu liegen, daß sie sofort die Stellen berührte, die nach dem anatomischen Bau und dem Resumée verschiedenster Untersuchungen die höchsten Resilienzwerte aufweisen. Erst bei Belastung senkte sie sich in die derbere Schicht in der Gegend der peripheren und medianen fibrösen Zone ein. (S. Abb. 4)

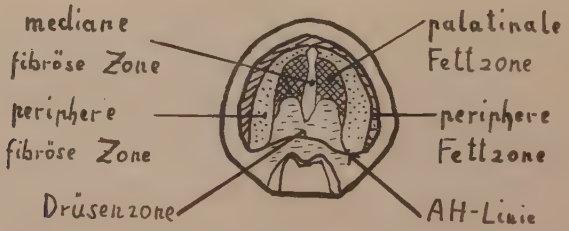


Abb. 4 Die verschiedenen Zonen der Gaumenoberfläche eines zahnlosen Kiefers, gleichbedeutend mit der verschiedenen Nachgiebigkeit (3)
Umzeichnung nach Schröder (25).

In der Oberfläche der in einer Spezialküvette polymerisierten Paladonprothese wurden 120 kleine Schraubenhäkchen, in transversalen Reihen I - XII angeordnet, eingelassen, bei Abständen von 2,5, 2 und 1 cm; diese Werte entsprechen, auf normale Mundverhältnisse übertragen, den Zahlen 0,6, 0,5 und 0,25. Die Zwischenräume nehmen nach der Medianlinie hin an Größe zu, sodaß die Rand- und Kieferkammzonen die meisten Meßpunkte aufweisen. In sagittaler Richtung verlaufen

entsprechend der Raphe mediana drei Reihen gleichmäßig, während die restlichen Häkchen, auf Luke gesetzt, auf die verbliebene freie Fläche verteilt sind. Die Nummerierung der Meßpunkte beginnt an der, dem Interdentalraum der Zähne /1 2 nahegelegenen Stelle mit Punkt (in der Reihe I) und läuft bis zur Reihe VI von links nach rechts. Ab Reihe VII wechselt die Meßpunktfolge und endigt am linken distalen Rande der Platte in der Reihe XII mit Punkt 120 (Siehe Tafel I).

Das Untersuchungsmodell wurde in einen rechteckigen Holzrahmen von 32 auf 38 cm Größe eingegipst (siehe Abb. 5); dieser bildet die Basis eines dachartigen Gestells von der Höhe 45,5 cm. Parallel zur Raphe-Medianebene vereinigen sich jeweils drei Leisten (zwei zu 45 cm, 1 zu 6 cm) mit der lateralen Rahmenleiste zu zwei Trapezen. Diese sind durch eine 32,5 cm lange, dem transversalen Durchmesser der Prothese entsprechende Querleiste, gegeneinander versteift. Der Holzaufbau dient als Haltevorrichtung für 12 Meßtafeln und 12 Achsen von 120 Rollen. Jede Rolle entspricht in ihrem Bau derjenigen eines Flaschenzuges; eine in der Kerbe eingelassene Bohrung nimmt einen 1 mm starken, 4 cm langen Nickelinstift auf, an dem ein Perlonfaden befestigt ist. Dieser verläuft über die Kerbung der Rolle zu dem entsprechenden, auf der Prothese mit Palavit eingesetzten Häkchen, welches drehbar ist und den Faden beim Hinaus- bzw. Hineinschrauben verlängert oder verkürzt und zwar um 6 Schraubenwindungen, die etwa der Größe von 3 mm entsprechen.

Die Zweckmäßigkeit dieser Anordnung zeigte sich beim Justieren der Nickelinzeiger zu Beginn eines Versuches.

Im Abstand von r = 3,5 cm von jeder Achse sind 31 cm lange und 6 cm breite gewölbte Blechstreifen in die Holzstreben eingelassen und mit kleinen Schrauben fixiert. Ihre Vorderseiten sind mit Millimeterpapier belegt. Durch eingesägte Schlitze 5 x 0,2 cm können die Zeiger hindurchgeschoben werden, damit sich beim Versuch die Ergebnisse bequem ablesen lassen. Die unterste Achse liegt 8 cm über dem dazugehörigen medialen Meßpunkt auf der Prothese, der Höhenunter-

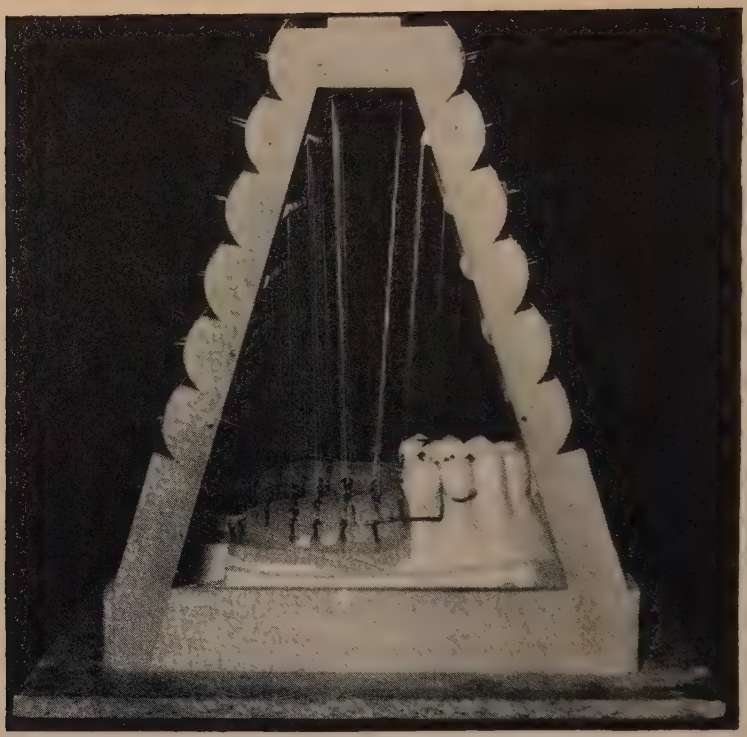


Abbildung 5.

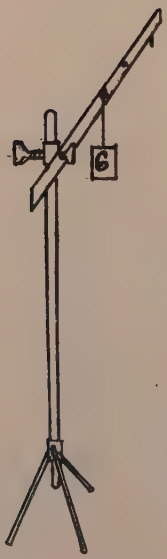


Abbildung 5a (nebenstehend) zeigt die prinzipielle Anordnung der Belastungs= vorrichtung .

schied von Achse zu Achse beträgt 5 cm, die seitliche Verschiebung 1,5 cm. Der kürzeste Faden mißt 5,3 cm, der längste 32,5 cm.

Zur Uebertragung der Belastungskraft dient ein dreibeiniges Stativ mit einem, in der Höhe verstellbaren, um eine horizontale Achse drehbaren Arm (s. Abb. 5 a). Die Belastung muß senkrecht auftreffen, um unerwünschte Schubwirkungen auszuschalten. Der übertragende Arm ist schmal, damit er, ohne die Fäden zu berühren, auf der Kieferkammmitte aufgesetzt werden kann. Das Gewicht wird außerhalb der Prothese angehängt. Die am freien Ende angebrachte, senkrecht auf dem Belastungspunkt stehende Spitze überträgt beim Anhängen von 2 kg Gewicht in dem, dem Drehpunkt nahen Drittel eine Kraft von 0,5 kg, bei Hinzufügen von weiteren 1,05 kg genau 1,05 kg auf die Prothese. Der letzte Wert entspricht dem Kaudruck von 5 bis 7 kg/qcm in der Gegend der Molaren bei partiellen, gingival gelagerten Prothesen. Die sehr hohe Resilienz des Schwammgummis erfordert geringe belastende Kraft, damit verwendbare Verhältniswerte der Einsinktiefen erreicht werden.

Beschreibung und Auswertung einer Messung.

Zu Beginn einer jeden Messung müssen die Zeiger in Nullstellung gebracht werden. Dieses geschieht nach einer Hauptjustierung beim Aufbau einer jeden Versuchsanordnung durch Aus- und Einschrauben der Häkchen mittels einer langschenkligen Zange - wie sie in der Porzellantechnik verwendet wird - oder eines zu diesem Zwecke gebogenen starren Drahtstückes. Ueber das Häkchen-Faden-Zeigersystem können nun die Translations- bzw. Rotationsbewegungen der Prothese transformiert auf den Meßtafeln abgelesen und die exakten Werte dazu mit Hilfe des Strahlensatzes unter Anwendung trigonometrischer Formeln errechnet werden.

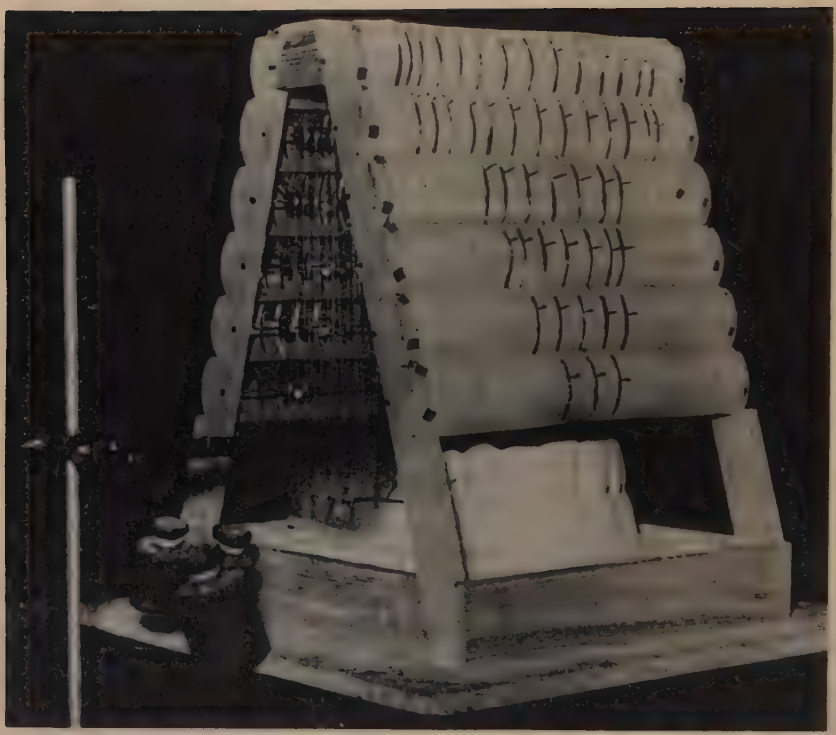


Abb. 6. Diese Abbildung zeigt den oben beschriebenen Aufbau der Ablesevorrichtung bei belasteter Prothese.

Eine schematische Darstellung der registrierten Bewegung der Prothese gibt die Abb. 7. An Hand der Zeichnung kann die Größe der wahren Einsenkung sowie des relativen Wertes aus der, auf der Meßtafel abgelesenen Zahl errechnet werden.

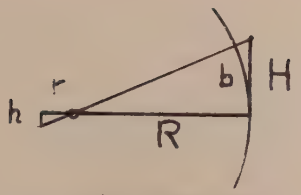


Abb. 7. In dieser Abbildung sei

h = die Größe der übermittelten absoluten Bewegung,
b = der abgelesene, transformierte Wert,
H = die im Verhältnis 1:6 (genau 1:5,833) übertragene Bewegung h,
r = der Halbmesser der Rolle (= 0,6 cm)
R = die Länge des Zeigers + r bis zur Meßtafel (= 3,5 cm)

Nach dem Strahlensatz ergibt sich $h : H = r : R$
daraus $h = \frac{H \cdot r}{R}$ = wirkliche Einsenkung bzw. Abhebung.

Beispiel:

H sei 15 mm
r " 6 mm
R " 35 mm

$h = \frac{1,5 \cdot 0,6}{3,5}$; h = 0,25 cm = 2,5 mm

Also entspricht der errechnete Wert 15 mm einer Einsenkung von 2,5 mm. Da nun die lineare Vergrösserung des Modells 1:4 beträgt, beziehen sich diese 2,5 mm auf den Resilienzwert der Schleimhaut (2,5 : 4) 0,6 mm.

An Stelle der Höhe H wurde aber an der Meßvorrichtung infolge ihrer Konvexität der Wert des dazugehörigen Bogens abgelesen. Die dem entsprechende Größe H wird nach folgenden trigonometrischen Formeln bestimmt:

$$\frac{b}{R} = \text{arc } ß$$

$$H = R \cdot \text{tg } ß$$

Auf diese Weise konnte für jedes abgelesene Bogenmaß ein entsprechender Wert errechnet werden. In der folgenden Tabelle sind bei b die registrierten bei H die, nach angegebener Methode bestimmten Zahlen angeführt. Die Berechnungen begannen erst mit dem Wert 10, da erst hier merkliche Abweichungen auftraten. Die Zahlen hinter dem Komma, zwischen 0,25

und 0,75 werden zu 0,5 auf- bzw. abgerundet, die darüber und darunter liegende Werte vernachlässigt.

Tabelle der umgerechneten, in den Schaubildern und Diagrammen verwendeten Werten:

b	H	b	H
10,0	10,5	18,5	20,5
10,5	11,0	19,0	21,0
11,0	11,5	19,5	22,0
11,5	12,0	20,0	22,5
12,0	12,5	20,5	23,0
12,5	13,0	21,0	24,0
13,0	13,5	21,5	25,0
13,5	14,0	22,0	25,5
14,0	15,0	22,5	26,0
14,5	15,5	23,0	26,5
15,0	16,0	23,5	27,0
15,5	16,5	24,0	28,0
16,0	17,0	24,5	28,5
16,5	18,0	25,0	30,0
17,0	18,5	25,5	31,0
17,5	19,0	26,0	32,0
18,0	20,0	26,5	33,0

Zwischen den im Versuch gewonnenen Ergebnissen und den verkleinerten Verhältnissen im Mund lassen sich folgende Relationen aufstellen:

Die abgelesenen Werte 0 bis + 5, den Einsinktiefen in das Schwammgummi von 0 bis 0,85 mm entsprechend, kann man mit Translationsbewegungen einer der Schleimhaut anliegenden Prothese von 0 bis 0,2 mm vergleichen.

Den Werten (H) 5 - 15 (= 0,83 bis 2,57 mm) entsprechen 0,2 bis 0,6 mm im Mund.

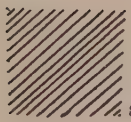
Ausschläge zwischen 15 und 33 (= 2,5 bis 5,65 mm) sind mit den Größen 0,6 und 1,4 mm zu vergleichen.

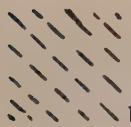
Diese Zahlen konnten derart ermittelt werden, daß der Relativwert H zunächst durch 5,833 (= Uebersetzungsverhältnis der Untersuchungsanordnung) dann durch 4 (= lineare Vergrößerung des Modells) dividiert wurde.

Ergebnisse der Versuche.

Die Definition der vorkommenden Begriffe und eine Zeichenerklärung sei vorausgeschickt.

1. Meßpunkt: eine der 120 Stellen der Prothese, deren Bewegung über Häkchen-Faden-Zeiger übertragen und registriert wird.
2. Druckpunkt: durch eine kleine Vertiefung wurde eine Stelle markiert, auf die das Belastungsgewicht auf die Prothese einwirkt.
3. Messung: einmalige Belastung, wobei 120 Zeigerwerte abgelesen werden.
4. Meßreihe: ein Druckpunkt wird fünf Mal belastet, der Mittelwert der fünf Messungen errechnet und in die Schaubilder eingesetzt.
5. Versuchsreihe: es wird auf je drei Belastungspunkte fünf Mal (in zwei Fällen zehn Mal) in gewissen Zeitabständen ein bestimmtes Gewicht übermittelt.


stark belastete Zone (Werte zw. 15 und 33)


belastete Zone (Werte zwischen 5 und 15)

entlastete Zone (Werte zwischen -5 und -15)

stark entlastete Zone (Werte zwischen -15 und mehr)

Da bei der Beschreibung der Bilder sich die Ortsbestimmungen auf das Gips- bzw. Paladonmodell beziehen, scheint ein

Widerspruch zwischen Text und Schaubildern zu herrschen. Es liegen also die im Wortlaut auf der rechten Seite beschriebenen Punkte auf der linken Bildseite.

Ursprünglich wurde das Prothesenmodell an sechs verschiedenen Stellen belastet: Auf jeder Seite an einem jeweils der Mitte der Molaren entsprechenden Punkt. Da aber, durch die Symmetrie des Modells bedingt, auf beiden Seiten spiegelbildlich die gleichen Zahlen erschienen, konnten Belastungen an den den Zähnen 6-8/ entsprechenden Stellen als ausreichend erachtet werden. Jeder der drei Druckpunkte wurde in bestimmten Zeitabständen - damit sich das komprimierte Schwammgummi erholen konnte, je 5 mal belastet.

Die Häufigkeit der Versuche war notwendig, da einmal die Empfindlichkeit des Materials (Paladon, Perlon, Schwammgummi) Umweltseinwirkungen wie Temperatur- und Luftfeuchtigkeitsschwankungen gegenüber, zum anderen durch minimale Fehler beim Ablesen bzw. Justieren eine sehr geringe Streuung der Ergebnisse aufgetreten war. Durch Bestimmung des Mittelwerts der fünf Messungen konnte ein exaktes Ergebnis erzielt werden, zumal es sich oft um nur geringe Differenzen zwischen den einzelnen Messungen handelte, was sich bei gegebenem Uebersetzungsverhältnis von 1 : 24 - auf Mundverhältnisse bezogen - nicht in irgend einer Weise im negativen Sinne bemerkbar machte.

Die Tabellen mit den mittleren Werten dienten zur Darstellung der Versuche in Schaubildern und Diagrammen. Bei der Bewertung der Schaubilder wurden Punkte/ gleicher Wertziffer miteinander verbunden. Die dazwischen liegende Abschnitte stellen die Zonen der verschiedenen Einsinktiefen dar, bezogen auf das Verhalten der Schleimhaut unter der Prothese (siehe Zeichenerklärung Seite 16).

1. Die O-Linie entspricht der Rotationsachse der Prothese.
2. Die Linien mit den Zahlen 0 und 5 schließen das Gebiet ein, das hier als neutrale Zone bezeichnet werden soll.

3. Die Linien 5 und 15 begrenzen die Teile des Tegu-ments, wo normale, nicht schädigend wirkende Einsink-tiefen registriert werden (0,2 - 0,6 mm).

4. Die Abschnitte über die Wertziffer 15 hinaus bis zur Zahl 33 als Höchstwert (entsprechend den Einsinktiefen 0,6 - 1,4 mm) stellen die stark komprimierte Zone der "Schleimhaut" dar; normalerweise wäre hier die Schmerztoleranzgrenze erreicht und überschritten, wenn man deren untersten Wert mit 0,8 mm (Kantorowicz (7)) annimmt.

5. Die negativen Werte ergeben analoge Bezirke mit den entsprechenden Einteilungen in neutrale, entlastete und stark entlastete Zonen.

1. Versuchsreihe: Prothese ohne Klammern.

1. Meßreihe. Tafel II.

Belastungsgewicht 0,5 kg

Druckpunkt 1: im Zentrum der angenommenen, auf die Modellprothese projizierten occlusalen Fläche des rechten oberen Molaren. (Zwischen Meßpunkt 46 und 47).

Das Untersuchungsmodell liegt frei dem Schwammgummi auf und kann sich unbehindert in das elastische Lager einsenken. Die O-Linie weist mit geringen Abweichungen, den gleichen Verlauf auf wie die, auf die Prothese projizierte Raphe-Medianlinie. Die neutralen Zonen reichen bis zum Kieferkamm. An den Randgebieten werden die höchsten Werte registriert. Eine stark belastete Zone tritt bei diesem Belastungsgewicht nicht auf.
Die Rotationsachse entspricht der O-Linie; der komprimierte Bezirk ist etwas größer als der entlastete. Dieser Vorgang entspricht im Prinzip der Reaktion eines schwimmenden Balkens bei senkrechter Druckeinwirkung, wie sie von K a n t o r o - w i c z (7) und C o n o d (1) beschrieben wurden.

2. Meßreihe. Tafel III.

Belastungsgewicht 1,05 kg.
Druckpunkt 1, wie oben.

Die O-Linie zeigt fast den gleichen Verlauf wie auf Tafel II. Die Gegend des Kieferkammes ist auf einer Seite stärker belastet als auf der anderen Seite entlastet. Der Kompressionsbezirk reicht bis zum zweiten Schneidezahn. Die "Schmerzschwelle" wird nicht erreicht, während die neutrale Zone zu Gunsten der be- und entlasteten Abschnitte an Ausdehnung eingebüßt hat. Die Bewegung der Prothese war hier fast die gleiche wie im vorhergehenden Versuch nur stärker ausgeprägt.

3. Meßreihe. Tafel IV.

Belastungsgewicht 0,5 kg
Druckpunkt 2: im Zentrum der auf die Prothese projizierten Kaufläche des angenommenen 7/ am Meßpunkt 67/68.

Die O-Linie beginnt beim Zahn 2/ und reicht bis zum entgegengesetzten tuber maxillae; die neutrale Zone wird durch eine parallel dazu verlaufende Linie umrissen, während der belastete Bezirk, der sich vom 5/ bis zur Mitte der distalen Plattenbegrenzung erstreckt, das restliche Drittel einnimmt.
Die Rotationsachse hat sich um etwa 45° gedreht, entsprechend der distalen Wanderung des kraftübertragenden Punktes. Die Einsenkung ist wesentlich größer als die Abhebung, einige gemessene Werte liegen um 10 mm höher als die entsprechenden negativen Werte auf der Gegenseite.

4. Meßreihe. Tafel V.

Belastungsgewicht 1,05 kg
Druckpunkt 2, wie oben.

Die neutrale Zone ist in vorliegender Tafel wesentlich reduziert und verläuft von den Zähnen 2/ bis 5/ quer über die ganze Prothese zum tuber maxillae. Der belastete Bezirk nimmt um ein Geringes an Größe zu. Hier tritt jedoch erstmalig die stärker belastete Zone auf, den Kieferkamm vom lateralen Rand in der

Gegend des 7/ bis zum Uebergang in die regio glandularis bedeckend. Der entlastete Anteil nimmt jetzt einen beträchtlichen Raum ein, von den rechten Incisivi bis zur Gegend des linken Weisheitszahnes.
Die Kipplinie hat sich in dem mesialen Teil etwas dem Belastungspunkt genähert. Die Kippbewegung der Prothese ist wesentlich stärker geworden, so daß an einem Meßpunkt die Grenze, die der normalen Belastung entspricht, um 5 mm überschritten wurde, wobei im entlasteten Bezirk auch hier die Abhebung nicht der Einsenkung entspricht.

5. Meßreihe. Tafel VI.

Belastungsgewicht 0,5 kg
Druckpunkt 3, im Zentrum der auf die Prothese projizierten occlusalen Fläche des angenommenen Zahnes 8/ mesial von den Meßpunkten 97/98.

Die O-Linie erstreckt sich von der Gegend des ersten rechten Praemolaren zum disto-lateralen Rand der Prothese nahe des linken Weisheitszahnes. Die Grenzen der neutralen Zone verlaufen einmal von der, dem Interdentalraum des rechten Eckzahnes und des 4/ entsprechenden Stelle zum linken Rand in Höhe der Sattelmitte, zum anderen vom mesialen Teil des rechten Sattels zum distalen Ende des tuber maxillae; der Druckpunkt liegt auf dieser Linie. Die stark belastete Zone weist hier annähernd die gleiche Größe und Form auf, wie im vorhergehenden Abschnitt, nur verläuft die mesiale Grenze fast in transversaler Richtung. Ein stark entlasteter Anteil wurde nicht registriert.

Die Drehung um die Achse ergibt wohl eine starke Einsenkung, durch die Situation des Druckpunktes bedingt, jedoch keine entsprechende Abhebung der Prothese. Die höchsten positiven Werte werden im Randgebiet des Kieferkammes erzielt, besonders am distalen Ende, während die entgegengesetzte Reaktion ihr Maximum nahe der Frontzähne erreicht.

6. Meßreihe. Tafel VII.

Belastungsgewicht 1,05 kg
Druckpunkt 3, wie oben.

Mit Erhöhung des Gewichtes nimmt auch die gedrückte Fläche zu,

ebenso wie sich die Einsinktiefen vergrößern. Die stark belastete Zone reicht jetzt von der Mitte des rechten Sattels bis zur Medianlinie. Am distalen Ende wird der Höchstwert 33 mm gemessen. Zum ersten Male tritt nun auch eine stark entlastete Zone in der Gegend der Zähne 1/ bis /4 auf. Die Bezirke, wo die Schleimhaut in erträglichem Maße beansprucht würde, erstrecken sich von dem mesialen Anteil des rechten Prothesensattels über den harten Gaumen und enden auf der Stelle, die dem letzten linken Molaren entsprächen. Die O-Linie verläuft von der Gegend des ersten rechten Prämolaren zu dem Punkt, wo der Prothesenrand das Vestibulum verläßt und in die distale Begrenzung übergeht. Parallel dazu, nach einem geringen Zwischenraum, die neutrale Zone, begrenzt die -5-Linie das entlastete Gebiet im mesialen Anteil des Teguments.
Die Kippung um die Rotationsachse ist hier sehr augenscheinlich. Die Bewegung, mit der die Prothese auf den Druck reagiert, wird auch auf der unbelasteten Seite registriert. Wie zu erwarten war, zeigt sich im distalen Anteil die stärkste Einsenkung, die besonders am Rande mit sehr ungünstigen Werten aufwartet, während die Abhebung des gegenüber liegenden Prothesenabschnittes weit geringere Ausmaße annimmt. Die eingesunkene Fläche hat ein größeres Ausmaß als die abgehobene.

Zusammenfassend kann gesagt werden, daß nicht immer Kippung um eine Achse erfolgt, die zwischen Belastungspunkt und der davon am weitesten entfernten Stelle der Prothese liegt, sondern, daß eine frei gelagerte Prothese die Tendenz hat, um sagittal, bzw, transversal verlaufenden Achsen zu rotieren. Dies ist vom Kiefer und der dadurch bestimmten Prothesenform abhängig. Zur Erklärung dieser Feststellung sei auf Tafeln VI und VII hingewiesen: der Prothesenrand ist in der Gegend der Umschlagfalte beim Zahn 5/ am weitesten vom P. 3 entfernt. Der registrierte Wert beträgt dort nur -8, während beim Meßpunkt 2 -12,5 übertragen wurde. Bei Tafel IV (III) tritt das gleiche Phänomen auf: bei den Punkten 12 und 4 traten die größten Abhebebwegungen auf, während bei Meßpunkt 23, der viel weiter vom Druckpunkt entfernt ist, die Werte wesentlich geringer sind. Die Kippung über eine rein sagittal verlaufenden Achse treffen wir in Abb.II

und III an. Mit einer Hebelwirkung, wie sie bei Prothesen gefunden wird, bei denen die Kaukraft außerhalb der Kammlinie auftrifft, kann man diese Bewegung nicht vergleichen. Die größere Druckfläche im Vergleich zur Entlastungszone berechtigt diese Anschauung.

2. Versuchsreihe. Prothese mit einfachen Zugklammern.

Für die folgenden drei Meßreihen wurden doppelarmige Halteklammern für die beiden Praemolaren auf jeder Seite hergestellt und mit Palavit in die Prothese eingesetzt. Der Drahtdurchmesser von 1,2 mm gestattet eine Durchbiegung von 3,75 mm (was dem Relativwert 22 entspricht). Diese Zahl wurde mit Hilfe der von S t r a c k (3) auf diesem Gebiet gemachten Erfahrungen ermittelt.

Nach der von ihm aufgestellten Faustregel, die Durchbiegung eines im Halbkreis gebogenen Drahtstückes mit der Formel $f = \frac{P \cdot r \cdot r \cdot r \cdot 3}{G \cdot q \cdot q \cdot q \cdot q}$ entspricht derjenigen eines geraden Stückes mit der Formel $f = \frac{P \cdot l \cdot l \cdot l \cdot 64}{3E \cdot n \cdot q \cdot q \cdot q \cdot q}$, wobei in letzterer Gleichung für l = Länge des Drahtstückes die Größe des Durchmessers des zu untersuchungenden Objektes eingesetzt werden muß, konnte obengenannter Werte auf diese Weise errechnet werden. Folgende Zahlen wurden in die Gleichung eingesetzt:

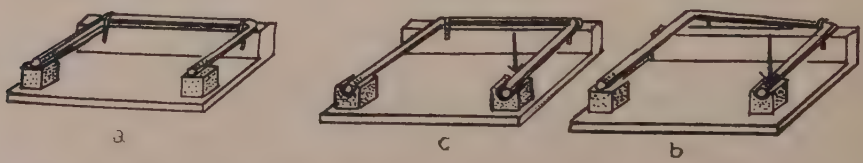
P = Krafteinwirkung in kg = 1,05 kg
l = Länge des Drahtes, hier: Klammerdurchmesser = 3 cm
E = Elastizitätsmodul von V2A Stahl = 1950000 kg/qcm
q = Drahtquerschnitt = 0,12 cm.

Das Gewicht, mit der die Prothese belastet wird, beträgt 1,05 kg. Verschiedene Faktoren vermindern diese Größe, sodaß nicht die volle Kraft wirksam wird. Es muß einmal der Reibungswiderstand hinzugerechnet werden, da ja die Klammer unter starker Spannung dem Zahn (hier Gipszahn) anliegt, zum anderen entsteht in der Schwammgummischicht ein, mit der Zunahme der Klammerdurchbiegung wachsender Gegendruck, bis die Summe dieser Kräfte (Klammerwirkung und Widerstand des elastischen Lagers) den Druck von 1,05 kg auffangen.

1. Meßreihe. Tafel VIII.

Belastungsgewicht: 1,05 kg
Druckpunkt 1.

Auf Tafel VIII ist zu erkennen, daß im Vergleich zu Tafel III wesentlich geringere Einsinktiefen erreicht wurden. Der Unterschied beträgt bei den Höchstwerten 5 mm. Es erscheint auch augenfällig, daß die neutrale Zone ebenfalls mit geringeren positiven Werten aufweist, sie verteilen sich aber fast über die ganze Fläche. Es tritt keine Abhebelung ein; die zweite Klammer wird auf Zug beansprucht. Die Belastungszone überdeckt fast den ganzen Kieferkamm auf der rechten Seite und reicht bis zur Mitte seiner distalen Begrenzung durch die Prothese. Am frontalen und lateralen Rand, bis in die Gegend des Zahnes 7/ erscheint ein Streifen mit O-Werten.
Die Reaktion der Prothese auf die Druckeinwirkung ähnelt einer Translationsbewegung. Der Verlauf der +5-Linie und, parallel dazu, die Anordnung der O-Werte, lassen jedoch eine Kippwirkung um eine am frontalen lateralen Rand liegende Achse vermuten. Die Klammern verursachen eine breitflächige Verteilung des Druckes im Gegensatz zur klammerlosen Prothese. Es fehlt hier auch die Kippung um eine dorso-ventral gerichtete Achse, wie bei Tafel III; der Versuch von K a n t o r o w i c z (7) mit dem U-förmig gebogenen Draht ergab das gleiche Bild (s. Abb. 8).



a) Ein U-förmig gebogener starrer Draht liegt mit seinem Mittelteil auf einer Holzleiste, mit seinen freien Enden auf Gummischwämmen.

b) Bei Belastung senkt sich der gedrückte Schenkel in die Unterlage ein, die Knickung an der Gegenseite hebt sich ab, während das andere Ende des Drahtes keine Bewegung ausführt.

c) Wird nun das Mittelstück durch zwei Halteklammern an einer Abhebung gehindert, dann senken sich beide Enden gleichmäßig ein.

2. Meßreihe. Tafel IX.

Belastungsgewicht 1,05 kg
Druckpunkt 2.

Bei der Tafel IX ist zu erkennen, daß, im Vergleich zum vorhergehenden Bild, die belastete Zone auf Kosten der neutralen an Ausdehnung zugenommen hat. Ihre Begrenzung verläuft von der Gegend des ersten rechten Molaren zum distalen Ende des processus alveolaris; parallel dazu erstreckt sich die O-Linie vom Zahn 3/ zum letzten Praemolaren der Gegenseite - ventral davon besitzen die Werte der neutralen Zone positive Vorzeichen. Im Vergleich zu Tafel V sind hier weder stark belastete, noch entlastete Flächen zu erkennen. Die Klammern haben auch in diesem Falle den Zähnen einen beträchtlichen Druckanteil übermittelt.
Im Gegensatz zum vorhergehenden Versuch liegt hier die Kippachse innerhalb der Prothese, auf der oben beschriebenen O-Linie. Die Abhebung ist allerdings sehr gering, die Einsenkung ebenfalls, wenn man sie mit auf Tafel V registrierten vergleicht. Eine Führung der Prothese durch die Klammern ist deutlich an der querverlaufenden Verbindungslinie mit der Wertziffer +5 zu erkennen. Der Druckabfall nach der linken Seite hin hat seine Ursache wohl in der Tatsache, daß Klammer und Schwammgummi auf der einen Seite belastet werden, während vis-à-vis die Klammer einer Zugwirkung ausgesetzt ist; der Vergleich mit Tafel V, wo die entlastete Zone eine ansehnliche Fläche bedeckt, läßt die Größe der hierauf übermittelten Druckkräften erkennen.

3. Meßreihe. Tafel X.

Belastungsgewicht 1,05 kg
Druckpunkt 3.

Die O-Linie entspricht der Klammerlinie und verläuft ebenso wie die Begrenzungen der belasteten Zone in fast transversaler Richtung. Die neutrale hat wesentlich an Fläche eingebüßt; im rechten distalen Bereich tritt erstmals in dieser Versuchsreihe ein stark belastetes Gebiet auf.
Die Bewegung der Prothese erfolgt um die zwischen den Praemolaren beider Zahnreihen verlaufenden Achsen. Der Vergleich mit

Tafel VII veranschaulicht einmal die größere belastete Fläche - die Zahlen zeigen hier wesentlich günstigere Einsinktiefen an, da als höchster Wert 19 (= 3,3 mm) abgelesen wurde. Bei dieser Größe ist die Federwirkung der Klammer längst nicht ausgenützt, sodaß sich die einwirkende Kraft auf "Schleimhaut" und Verankerung verteilt, - auf der anderen Seite lassen die O-Werte im Bereich der linken Praemolaren darauf schließen, daß dieser Zahn beträchtlichen Zugwirkungen ausgesetzt ist. Dies ist auch der Grund für die breitflächige, querverlaufende Form der Belastungszone.

Zum Ueberblick über die zweite Versuchsreihe läßt sich sagen , daß wesentliche Veränderungen im Vergleich zu den ersten Untersuchungen eintraten.

1.) Ein beträchtlicher Anteil der Belastung wird über die, unter Spannung anliegenden Klammerarme den Zähnen übermittelt. Dies zeigen die verminderten Einsinktiefen an.

2.) Die Richtung der Rotationsachsen weist stets eine mehr oder weniger transversale Tendenz auf.

3.) Eine Abhebung tritt nirgendwo ein, da diese Kraft von der, dem Druckpunkt gegenüberliegenden Klammer aufgefangen und zum geringen Teil anschließend der Prothese und damit der Schleimhaut übermittelt wird. Der entsprechende Zahn erfährt eine gewisse Beanspruchung auf Zug.

4.) Die Einsinktiefen zeigen günstige Werte an; sogar im Extremfall: Belastung im Bereich des Weisheitszahnes.

3. Versuchsreihe. Prothese mit Auflageklammern.

Die folgenden Versuche wurden an dem Prothesenmodell mit Auflageklammern ausgeführt. Die Stärke und Qualität des Drahtes (1,2 mm fh Wipla) verhindert jegliche Federung der Auflage bei angewandtem Belastungsgewicht. Die Klammer ist dergestalt konstruiert, daß, wie bei einer Halteklammer, der Zahn palatinal, distal und buccal umfaßt wird; eine Auflage von 0,7 cm findet ihren Halt in dem hinteren Anteil der Fissur des letzten Praemolaren. Bei dieser Klammerform ist

wohl eine geringfügige Kippung der Prothese bei distaler Gleitbewegung der Auflage möglich, die Starre des Materials verhindert jedoch eine Einsenkung.

1. Meßreihe. Tafel XI.
Belastungsgewicht 1,05 kg
Druckpunkt 1.

Den Hauptdruck erfährt bei diesem Versuch der Zahn 5/ über die starre Verankerung der Prothese. Die O-Linie verläuft analog zur Klammerlinie und die neutrale Zone erreicht auf der belasteten Seite am distalen Rand den Höchstwert +4 auf der Gegenseite +1. Ein Druckabfall von rechts nach links ist auch hier zu bemerken.

Es findet eine minimale Kippbewegung um die Klammerlinie statt, wobei die Ankerzähne auf Zug und sehr stark auf Druck beansprucht werden. Die Einsinktiefen liegen noch unter den normalen Belastungswerten; eine Abhebung wird nicht registriert.

2. Meßreihe. Tafel XII.
Belastungsgewicht 1,05 kg
Druckpunkt 2.

Die O-Linie entspricht auch hier im großen und ganzen der Klammerlinie, während die belastete Zone nur die Mitte des rechten Alveolarfortsatzes bedeckt und, etwas über die Medianlinie hinausreichend, im distalen Rand der Platte endigt. Die neutrale Zone nimmt die übrige Fläche ein.

Auch hier antwortet die Prothese auf die Belastung mit einer Kippbewegung: sie senkt sich merklich in die Schwammgummischicht ein, jedoch nur auf der, dem Druckpunkt entsprechenden Seite. Allerdings erreicht die am linken distalen Rand gemessene Einsinktiefe fast den Grenzwert der belasteten Zone. Die Abhebung ist noch sehr gering.

3. Meßreihe. Tafel XIII.
Belastungsgewicht 1,05 kg
Druckpunkt 3.

Genau der Verbindungslinien der Auflagen entspricht der Ver-

lauf der O-Werte. Die neutrale Zone erscheint im Vergleich mit den oben besprochenen Bildern auffallend geschrumpft, wobei die entlasteten Gebiete den größten Anteil übernommen haben; diese erstrecken sich vom Bereich des rechten Sechsers zum linken Weisheitszahn. Frontal tritt erstmals in dieser Versuchsreihe ein entlasteter Abschnitt auf.

Die Kippwirkung der Klammern bei weit davon entfernt einwirkender Kraft ist hier unverkennbar. Die Einsinktiefen sind im Vergleich zu Tafel VII gering; das Gleiche gilt für die belastete Fläche, da die Auflage auch bei diesem Versuch einen großen Anteil der übermittelten Druckkräfte aufnimmt und den Zähnen zuleitet.

Ganz allgemein betrachtet sind die Ergebnisse dieser Versuchsreihe ungünstig, da die Klammerretention in Sattelnähe inseriert. Versuche mit niedrigerem Gewicht ergaben kaum verwertbare Resultate, da fast die ganze einwirkende Kraft durch die Verankerung bzw.Zähne, aufgenommen wurde; dieses ist auch hier der Fall bei Belastungen im Druckpunkt 1. Je weiter distal die vertikale Kraft auf die Prothese einwirkt, desto günstiger wird das Bild, denn der Anteil der Schleimhaut an der Druckaufnahme wächst dabei immer mehr. Die Klammern werden anfangs auf Druck, dann auf Kippung beansprucht, wobei ein großer Anteil der abhebelnden Kräfte von den lingualen und buccalen Klammerarmen resorbiert wird.

4. Versuchsreihe. Prothese mit Federstielklammern.

Bei dieser letzten Versuchsreihe wurden Federstielklammern mit Palavit in die Modellprothese eingesetzt. Auf der Abbildung 5 und den Tafeln XIV - XIX ist die Konstruktion der Verankerung zu erkennen. Bei angewandtem Belastungsgewicht war die modifizierte doppelte E-Klammer um die Praemolaren zur Verankerung ausreichend.Die Auflagen treffen mesial in die Fissur des Fünfers, distal in die des Vierers. Der Federarm verläuft von der Lötstelle am buccalen Klammerbogen in einer Länge von 3 cm in Richtung der Zahnachsen, um dann rechtwinklig abzubiegen; 7 cm lang erstreckt er sich parallel

zur Oberfläche und zum Rand der Prothese bis zum Meßpunkt 51, um dann, wiederum um 90° abgebogen, nach 4 cm Länge im Kunststoff zu endigen. Die in und mit Palavit befestigte Retention hat die Form eines Dreiecks. Das Material besteht aus 1,6 mm starkem Wipla-Stahldraht fh. Die Lötungen wurden mit DLV-Lot (Degussa) ausgeführt. Die Federkraft, d.h. die Durchbiegung der Klammer bei Belastung mit 1,05 kg konnte rechnerisch mit annähernd 2,4 mm bestimmt werden. Die von Strack gemachten Erfahrungen verhalfen zu diesem Wert (3).

Die Durchbiegung eines Drahtes kann nach der Formel eines freiendenden Trägers $f = \frac{P \cdot l \cdot l \cdot l \cdot 64}{3n \, E \cdot q \cdot q \cdot q \cdot q}$ bestimmt werden.

Nun zeigt Strack in obiger Abb. 9, daß bei einer beidseitig befestigten Feder die Durchbiegung f nur die Hälfte beträgt, was der halben Länge 1/2 des zu untersuchenden Stückes entspricht. Der Federarm der verwendeten Klammer hat die Form eines offenen Rechtecks; die freien Enden, die einmal in der Prothese, zum anderen an der Klammer fest verankert sind, treffen auf das quer verlaufende Mittelstück, sodaß keines dieser Anteile frei endigt. Bei Belastung des Modells wird jedem der Komponenten des Federstiels ein Kraftimpuls übermittelt. Die Reaktion erfolgt entsprechend der Form der Verankerung: das horizontal verlaufende Stück erfährt eine Durchbiegung, während die vertikal gerichteten Teile wegen ihrer geringen Länge lediglich in der Knickung aufgebogen werden und somit den oben ermittelten Wert geringfügig erhöhen; denn diese Bewegung ist des Durchbiegung des waagrechten Anteils entgegengerichtet. Es wird demnach nur die halbe Drahtlänge 1/2 = 7/2 cm in die Formel eingesetzt.

$$f = \frac{P \cdot l \cdot l \cdot l \cdot 64}{3n \cdot E \cdot q \cdot q \cdot q \cdot q}$$

$f = 2{,}39$ mm

P = 1,05 kg
l = 7/2 = 3,5 cm
n = 3,14
E = 1950000 kg/qcm
q = 0,16 cm

Die Federklammer würde also bei einwirkender Kraft von 1,05 kg eine Durchbiegung von etwa 2,4 mm erfahren.

1. Meßreihe. Tafel XIV

Belastungsgewicht 0,5 kg
Druckpunkt 1

Das Schaubild weist fast lediglich eine neutrale Zone auf mit positiven Werten, die langsam von der belasteten Stelle aus zur Gegenseite hin abfallen. Eine kleine belastete Fläche erscheint am lateralen Rand unter dem mesialen Sattenanteil. Der angewandte Druck ergibt nur geringe Einsinktiefen, da die Klammer den größten Teil der Belastung auffängt.

Die Verankerung beeinflußt die Bewegung der Prothese, deren Kippachse außerhalb liegt, sehr stark. Es erfolgt eine gleichmäßige Einsenkung in dorso-ventraler Richtung, die nach der unbelasteten Seite hin geringer wird.

2. Meßreihe. Tafel XV

Belastungsgewicht 1,05 kg
Druckpunkt 1

Bei erhöhtem Gewicht wird das Bild im Vergleich zu dem der Tafel XIV deutlicher. Die belastete Fläche mit sagittal verlaufender Begrenzung zeigt fast überall gleiche Werte und erstreckt sich über den Kieferkamm bis zum Eckzahn und der regio glandularis. Nach der Gegenseite hin fällt der Druck ab und erreicht am Rande die Werte 1 bzw. 0.

Auch hier findet im Gegensatz zur ersten Versuchsreihe, 2. Meßreihe keine Kippung statt. Die Rotationsachse liegt außerhalb der Prothese. Die Verankerung bewirkt einmal eine günstige Verteilung der einwirkenden Kraft auf eine große Fläche und übernimmt zum anderen einen bedeutenden Anteil davon durch ihre Federwirkung. Es treten hier bedeutend niedrigere Einsinktiefen auf als beim Versuch ohne Klammern. Der Druckpunkt liegt innerhalb der Klammer zwischen Retention und Auflage.

3. Meßreihe. Tafel XVI

Belastungsgewicht 0,5 kg
Druckpunkt 2

Die Belastung erfolgt außerhalb der Klammer. Hier tritt wiederum eine 0-Linie auf, die sich vom rechten Eckzahn bis in

die Gegend der linken Sattelmitte quer über die Prothese erstreckt. Die in gleicher Richtung verlaufende Begrenzung der schmalen Belastungszone beginnt auf der einen Seite im Bereiche des Zahnes 6/ und endigt am distalen Rand des Sattels gegenüber. Die komprimierte Fläche reicht also bis auf die andere Seite, wobei die Höchstwerte stets in den, dem Druckpunkt naheliegenden Randgebieten registriert werden.

Durch die Verlagerung des Belastungspunktes hinter die Einmündung der Feder in den Kunststoff, tritt eine Kippung ein um die, der oben beschriebenen O-Linie entsprechenden Achse. Die Nachgiebigkeit der Verankerung ermöglicht ein stärkeres Einsinken der Prothese auf der Belastungsseite und verursacht den nicht ganz transversalen Verlauf der Rotationsachse.

4. Meßreihe. Tafel XVII.
Belastungsgewicht 1,05 kg
Druckpunkt 2

Bei erhöhtem Gewicht erscheint eine wesentlich größere belastete Zone. Der distale Rand zeigt einige Werte über 15. Der Druck wird auf ein großes Gebiet übertragen; die neutrale Zone schrumpft zusammen, wobei auch hier die O-Linie kaum von der im vorigen Versuch beschriebenen unterscheidet. Eine bedeutende Abhebung tritt nicht auf.

Die Bewegung der Prothese ist hier fast die gleiche wie bei der vorigen (3.) Meßreihe. Die Klammern bewirken eine verhältnismäßig günstige Verteilung auf die Schleimhaut und lassen, im Vergleich zum unverankerten Modell keine großen Einsinktiefen auftreten, von einer minimalen, stark komprimierten Zone abgesehen. Die Belastung außerhalb der Klammerretention bewirkt hier eine Kippung; am mesialen Rand wird fast der untere Grenzwert der entlasteten Zone erreicht.

5. Meßreihe. Tafel XVIII.
Belastungsgewicht 0,5 kg
Druckpunkt 3

Die vom zweiten rechten Schneidezahn zum linken Eckzahn sich erstreckende entlastete Zone tritt erstmalig innerhalb dieser

Versuchsreihe auf; sie teilt mit der + 5-Linie das Bild in drei Bezirke, wovon die neutrale Zone den größten Raum einnimmt. Die O-Linie verläuft etwas flacher als die der vorhergehenden Messung, was mit der "Distalwanderung" des Druckpunktes zusammenhängt. Eine große Fläche, rechts, von der Gegend des Sechsers bis zum Bereich des linken Weisheitszahnes, erscheint als Druckaufnehmender Anteil, ohne daß übermäßig große Einsinkwerte angezeigt werden.

Auch hier findet eine Kippung der Prothese um die O-Linie statt, die jedoch bei angewandtem Belastungsgewicht eine einigermaßen günstige Form annimmt: es werden weder hohe Abhebe- noch große Einsinkwerte registriert. Die Verankerung verteilt die einwirkende Kraft derart auf die Prothese, daß ein breiter distaler Anteil in die Unterlage einsinkt.

6. Meßreihe. Tafel XIX.
Belastungsgewicht 1,05 kg
Druckpunkt 3

Das verhältnismäßig günstige Bild bei geringer Belastung am gleichen Druckpunkt hat nun eine wesentliche Aenderung erfahren, obwohl der Verlauf der einzelnen Linien fast der gleiche geblieben ist. Die neu hinzugetretene schmale, stark belastete Zone läßt darauf schließen, daß bei wachsender Kaukraft die komprimierte Fläche im Verhältnis zur Einsinktiefe nur geringfügig zunimmt. Die Kompressionswerte dagegen erscheinen beträchtlich vergrößert. Ferner hat die entlastete Zone an Ausdehnung zugenommen.

Diese Erscheinungen beruhen auf der Tatsache, daß der Druckpunkt weit von der Klammerretention entfernt liegt. Die Kippbewegung erfolgt um eine Achse zwischen beiden Verankerungen und ergibt ein noch verhältnismäßig günstiges Bild, wenn man die Reaktion der klammerlosen Prothese unter den gleichen Bedingungen damit vergleicht. Dort werden neben stark vergrössertem Belastungsgebiet mit wesentlich tieferen Einsinkwerten, auffallende Entlastungszonen und -werte beobachtet, während hier die Klammerwirkung diese ungünstige Reaktion der Prothese weitgehend kompensiert.

In dieser Versuchsreihe wurden Klammern mit zuvor bestimmter Federwirkung eingesetzt. Die errechnete Zahl 2,4 mm entspricht der Wertziffer 14,5; sie erscheint hier sehr hoch im Vergleich zu den registrierten Werten auf den Tafeln XIV bis XIX. Wenn man jedoch bedenkt, daß die elastische Schicht unter der Prothese sofort bei deren Einsenkung einen Gegendruck ausübt und vor allem, wenn noch durch die Art der Klammern eine verhältnismäßig große Prothesenfläche komprimierend wirkt, dann wird es augenscheinlich, daß nicht das volle Gewicht von 1,5 kg auf die Feder drückt. Lediglich bei einem Zeigerausschlag von 14,5 an der Befestigungsstelle der Klammer würde die ganze übermittelte Kraft wirksam sein. In diesem Falle nimmt die Verankerung über ein Drittel der Belastung auf.

Die Druckeinwirkung auf Punkt 1 ergeben wohl auch sagittal verlaufende Linien wie bei den entsprechenden Versuchen ohne Klammern, es treten aber keine Kipplinien innerhalb der Prothese auf, was auf die Wirkung der Feder zurückzuführen ist. Die Verteilung der Einsinkwerte zeigt an, daß sich die Platte von der einen Seite aus breitbasig einsenkt, während die Verankerung der Gegenseite die abhebenden Kraftmomente aufnimmt und auf die Platte, wie auch auf die Ankerzähne überträgt; aus diesem Grund erscheinen 0-Werte am linken Rand.

Sobald die einwirkende Kraft außerhalb der federnden Retention auftritt, wird eine Kippung angezeigt mit ziemlich querverlaufenden Achsen, die umso flacher werden, je weiter distal der Druckpunkt liegt.

Schlußbetrachtung.

In dieser Arbeit sollen statische und kinematische Verhältnisse einer oberen partiellen Plattenprothese bei einem Restzahnbestand von 5/ mit /5 untersucht werden. Eine eigens dazu hergestellte Apparatur gestattete die Druckverteilung auf einer imitierten Schleimhaut bei freiaufliegender Prothese zu studieren, ebenso die Druckverteilung bei Zwischenschaltung von Klammern und Federn, indem sie die Einsinktiefe bzw. die Abhebegröße der Prothese auf einer Meßvorrichtung anzeigte. Mit Hilfe dieses Untersuchungsmodells konnte auch die Größe und Art der Einwirkung von Klammern und Federn auf die Bewegungen der Platte beobachtet werden.

In vier Versuchsreihen wurde die Prothese unter jeweils verschiedenen Bedingungen (1. ohne Klammern, 2. mit Halte-, 3. mit Auflage- und 4. mit Federstielklammern versehen) an drei Punkten in bestimmter Folge und mit bestimmten Gewichten belastet. Die Reaktion des Versuchsmodells wurde durch Relativwerte erfaßt und in übersichtlichen Schaubildern zeichnerisch wiedergegeben. Jeder der Druckpunkte lag an den Stellen, wo, mit Ausnahme von Punkt 3, bei einem Ersatzstück ein Kunstzahn aufgestellt wird. Jeweils fünf Belastungen in bestimmten Abständen an jedem dieser Stellen ergaben 120 Mittelwerte, die zur Herstellung eines Schaubildes verwendet wurden.

Die Gesamtergebnisse der oben besprochenen Schaubilder sind folgende:

I. Bei Belastung im Bereiche des Sechsers ist die Reaktion der Prothese am günstigsten, wenn ihre Verankerung aus einer, in ihrer Wirkung berechneten Federstielklammer besteht. (Tafel XIV und XV, 4. Versuchsreihe). Die Einsinktiefen erreichen einmal nirgends die Größen wie bei dem klammerlosen Modell, zum anderen fehlen negative Werte; die Ursachen dafür sind wohl darin zu suchen, daß auf der belasteten Seite die Feder die Druckkräfte zum Teil auf den Anker überträgt,

während auf der Gegenseite die Klammer auf Zug beansprucht wird und die ungünstige Hebelwirkung kompensiert. Der Vergleich zwischen den beiden ersten Meßreihen in dieser Versuchsreihe läßt erkennen, daß bei erhöhtem Gewicht die gedrückte Fläche breitbasig zunimmt ohne daß eine Kippwirkung auftritt. Einigermaßen günstig ist die Wirkung der Halteklammerr zu beurteilen, die beachtliche Druckanteile auf die Ankerzähne übermitteln, diese allerdings auch auf Kippung beanspruchen. Die Bewegung der Platte wird derart beeinflußt, daß noch ein verhältnismäßig großer Bezirk der Schleimhaut in erträglichem Maße komprimiert wird.

Am schlechtesten zu beurteilen sind das klammerlose und das mit einer Auflage versehene Ersatzstück. Im ersten Falle tritt eine Kippung von beträchtlichem Ausmaße auf, wobei wiederum eine ziemlich breitflächige, sich über den ganzen Kieferkamm der Belastungsseite erstreckende Druckverteilung zu erkennen ist. Im zweiten Falle wird der Zahn übermäßig in vertikaler Richtung beansprucht.

II. Bei Belastung in der Gegend des zu ersetzenden zweiten Molaren bleiben die Verhältnisse fast die gleichen wie beim vorhergehenden Druckpunkt.

Bei der Konstruktion mit Federstielklammern wird eine große, bis zur Gegenseite sich erstreckende Fläche komprimiert; diese wächst noch um ein beträchtliches Stück, ohne daß dabei zu hohe Einsinktiefen erreicht werden. Die dabei auftretenden Abhebungen sind unbedeutend. Sehr günstig zu beurteilen wäre auch die Reaktion der Prothese mit Halteklammern, wenn man davon absieht, daß die Kraft, die das Ersatzstück zum Kippen bringen will, durch die fest anliegende Verankerung den letzten Zähnen des Restgebisses übermittelt wird und dort, je nach Verfassung der Praemolaren, eine mehr oder weniger schädigende Wirkung ausübt.

Das anfangs gute Bild bei der klammerlosen Prothese (Tafel IV) mit großem Kompressionsbezirk und breitflächiger neutraler Zone verschwindet bei erhöhtem Druck (Tafel V); denn da treten stark belastete und große entlastete Gebiete in Erscheinung.

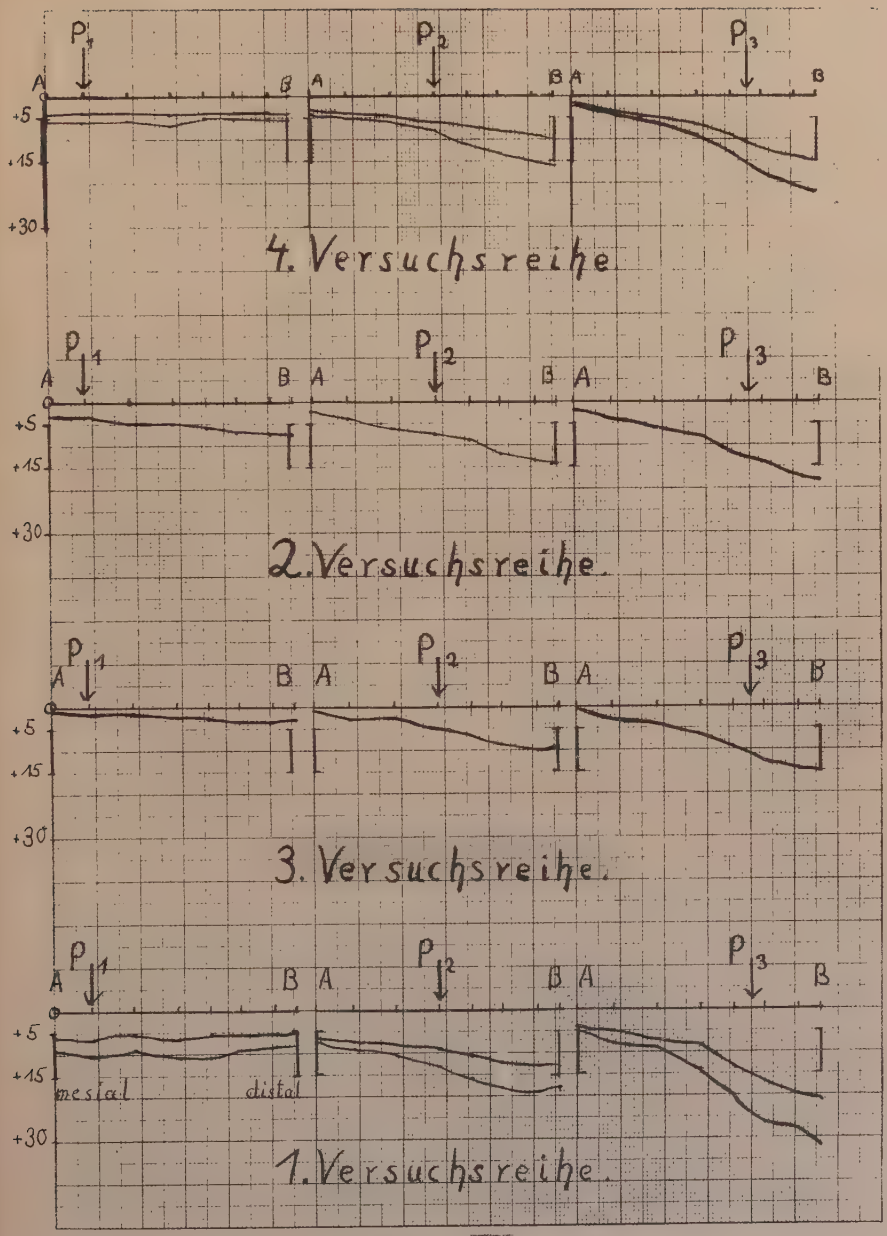
Beim aufliegenden Modell hat sich nicht viel verändert. Die Prothese wirkt immer noch zu sehr auf die Ankerzähne und zwar kommt jetzt zu der übermäßigen Druckwirkung, an den geringen Einsinktiefen zu erkennen, auch die Belastung auf Kippung, denn die O-Linie deckt sich mit der Klammerlinie.

III. Belastungen im Punkt drei wurden interessehalber ausgeführt, um die Reaktion bei weit von Restgebiß und Schwerlinie der Prothese einwirkender Kraft zu studieren. Die Ergebnisse sind, wie zu erwarten war, mit Ausnahme der Versuche an der Prothese mit Auflageklammern, sehr ungünstig. Der anfangs breitflächig erscheinende Kompressionsbezirk mit normalen Einsinktiefen bei der 4. Versuchsreihe (Tafel XVIII) verändert sich mit zunehmender Belastung nur insofern, daß ein Teil davon in eine stark komprimierte Zone verwandelt wird; nur der entlastete Abschnitt nimmt an Größe zu. Bei der klammerlosen Prothese tritt eine außerordentlich umfangreiche Kippung auf mit breiten Entlastungszonen und stark komprimierten Bezirken, die hier wie da Höchstwerte erreichen. Bei den letzten Bildern, Prothesen mit Auflage- bzw. Halteklammern, erschienen breite Belastungszonen mit normalen Einsinktiefen und kaum nennenswert entlasteten Flächen.

Sehr interessant sind noch die Vergleiche zwischen den Belastungskurven für den Anteil der Kieferkammitte der einzelnen Versuchsreihen (siehe Tafel XX).

Erläuterung der Diagramme:

Analog zur Gesamtbeurteilung der Schaubilder müssen auch hier die Versuchsreihen 4 und 2 die beste Beurteilung erfahren. Die günstigsten Verhältnisse erscheinen bei Reihe 4 Punkt 1. Die Prothese senkt sich entlang des Kieferkammes gleichmäßig in die Unterlage ein; die Einsinktiefen liegen im Bereich der belasteten Zone.(Bei Reihe 1 und 2 liegen die Verhältnisse im entsprechenden Falle Punkt 1 ähnlich). Beim Druckpunkt 2 dieser Versuchsreihe kann man auch noch von guten Ergebnissen sprechen, denn das Gefälle zwischen A und B


P1
P2
P3
A
B
+5
+15
+30
4. Versuchsreihe
2. Versuchsreihe.
3. Versuchsreihe.
mesial
distal
1. Versuchsreihe.

Tafel XX

ist niedrig und die Werte liegen innerhalb erträglicher Einsinktiefen, was bei Punkt 3 nur noch für den ersten Versuch mit niedrigem Gewicht zutrifft; bei Druckzunahme wird die stark komprimierte Zone erreicht.

Die Messungen der Versuchsreihe 2 verdienen insofern Beachtung, weil hier die Belastungskurven zum größten Teil innerhalb der, durch die Werte +5 und +15 bestimmten Grenzen verbleiben. Die niederen Werte bei A zeigen an, daß die Klammer einen merklichen Teil der Kraft auf den Zahn überträgt.

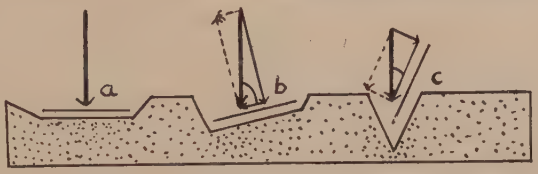
Die Versuche der Reihe 3 weisen erst beim letzten Druckpunkt ein einigermaßen positives Resultat auf, weil nur hier ein größerer Teil der Schleimhaut komprimiert wird. (Die niedrig verlaufenden Kurven machen bei Druckpunkt 1 und 2 darauf aufmerksam, daß die Hauptlast vom Zahn getragen wird).

Sehr anschaulich sind die Diagramme der 1. Versuchsreihe, wo deutlich in Erscheinung tritt, wie anfangs der Kieferkamm gleichmäßig, dann aber immer ungünstiger beansprucht wird. Der Anteil der Kurve, welcher weit über die +15-Grenze hinausreicht, weist auf die schmalen, stark komprimierten Bezirke der Unterlage bei Belastung im distalen Bereich der Prothese hin.

R e s u l t a t e .

1.) Bei diesen Messungen konnte beobachtet werden, daß die Behauptung H ä u p l 's (30), "die senkbare Prothese belastet hauptsächlich den Kieferkamm" derart erweitert werden kann, indem man sagt: die senkbare Prothese übermittelt den Hauptdruck den Randzonen und dem Kieferkamm. Bei Betrachtung der in dieser Arbeit gewonnenen Bilder ist man versucht zu behaupten, die Randzonen werden am stärksten komprimiert, da hier die größten Einsinktiefen gemessen werden. Wenn man jedoch bedenkt, daß dort die Abscherwirkung der Prothese weit größer ist als die Kompression, zumal die elastische Unterlage noch die Möglichkeit besitzt, in das von der Platte nicht

bedeckte Gebiet auszuweichen, so ist zu verstehen, warum hier größere Einsinktiefen registriert wurden. Die durch D ö r i n g erweiterten Abbildungen von K a n t o r o w i c z (7), die die Belastung eines Balkens auf elastischer Unterlage zeigen, sollen diese Behauptung untermauern. (9) (Siehe Abb. 10).



a) Winkel a = 0 — Keine Auflösung des Druckes in Komponenten.

b) Winkel b = stumpf. — Große Druck- und kleine Schubkomponente.

c) Winkel c = spitz. — Große Schub- und kleine Druckkomponente.

Je spitzer der Winkel ist, unter dem der gedrückte Balken der Unterlage aufliegt, desto größer ist die Schubwirkung. Zum Vergleich mit den in den gesamten Versuchen vorliegenden Verhältnissen dürfte Beispiel b auf Abbildung 10 angeführt werden; hier herrscht große Druck- und geringe Schubwirkung, sodaß der Balken tiefer in die Unterlage eindringen kann als bei Beispiel a, wo reine Kompressionswirkung in Erscheinung tritt.

2.) Die Prothese reagiert bei Druckeinwirkung als starrer Körper gemäß ihrer, durch die Kieferform bedingten Gestalt. Sie ist durch die Art ihrer Verankerung in der Bewegung zu beeinflussen. Die größte flächenhafte Belastung der Schleimhaut kann durch Einsetzen von Federklammern erreicht werden, wenn die Belastung zwischen Klammer und Retention erfolgt.

3.) Die Verdoppelung der belastenden Kraft bewirkt bei der Situation des Druckpunktes im vorderen Sattelanteil eine Zunahme der komprimierten Fläche und der Einsinktiefen auf Kosten der neutralen Zone. (Versuchsreihen 1/1, 4/1, 4/2). Bei distalem Druckpunkt wird nur eine Erhöhung der Einsinktiefen erreicht (Versuchsreihen 1/2, 1/3, 4/3), wobei diese

Vorgänge durch die Federstielklammer günstig beeinflußt werden.

4.) Die Entlastungszonen nehmen bei klammerlosen Prothesen zu, wenn die Belastung wächst (ebenso bei der Platte mit Federstiel- und der mit Auflageklammer; wenn sie im Bereiche des Weisheitszahnes belastet werden). Bei den anderen Konstruktionen tritt keine Abhebung ein.

5.) Der Meinung von Konstrukteuren der Geschiebe, die Federn könnten nicht berechnet werden, muß mit den Ergebnissen der 4. Versuchsreihe widersprochen werden. Die Untersuchungen haben gezeigt, daß eine in ihrer Federkraft berechnete Klammer nicht nur die von P r e i s s e c k e r (26) geforderte Aufgabe - "dem gingival getragenen Teil der Prothese seine Beweglichkeit zu lassen, ohne das Restgebiß zu belasten, also lediglich als Halteklammer zu funktionieren" - erfüllen vermag, sondern daß sie auch Druckanteile auf die Zähne übertragen kann und somit die Funktionstüchtigkeit des Ersatzstückes erhöht.

6.) Wenn auch bei vorliegender Versuchsanordnung kein Anspruch auf völlige Identität mit den Verhältnissen im Munde erhoben werden kann - obwohl das Modell verhältnisgleich angefertigt wurde, die Resilienz und der Aufbau der Schleimhaut weitgehend imitiert und berücksichtigt und die Belastungsgewichte dementsprechend groß gewählt wurden - so darf hierbei wohl mit den natürlichen Gegebenheiten weit näher kommenden Resultaten gerechnet werden, als durch einfache Ueberlegung und Beobachtungen an mathematisch zu erfassenden Hilfskörpern.

7.) An dieser Stelle muß mit den Worten W i l d s (27) gesagt werden, daß "die übertragenen Kräfte wohl berechenbar sind, aber ihre Wirkung nicht" und daß bei der Konstruktion einer Prothese der "individuelle biologische Faktor" berücksichtigt werden soll.

8.) Die aus diesen Versuchen gewonnenen Diagramme weichen, besonders in Bezug auf das mesiale Belastungstal (s.S.5), das hier nicht auftritt, von den S t r a c k ' s c h e n Ergebnissen ab. Die Ursache ist wohl darin zu suchen, daß dort

die Untersuchungen an einem, nur einen Prothesensattel imitierenden Brett ausgeführt wurden, während hier ein den natürlichen Verhältnissen weitgehend nachgebildetes Prothesen-Schleimhautmodell zur Verfügung stand, das genau bestimmten Belastungen ausgesetzt war.

F o l g e r u n g .

Die durch die Starre des Prothesenmaterials hervorgerufene ungünstige Druckverteilung auf die Schleimhaut wird durch die Federklammer am besten beeinflußt. Um sie ganz zu beseitigen, müßte man eine Auflage im Unendlichen schaffen können, denn dann wäre die Reaktion der Prothese auf Belastung eine reine Translation oder wie S t r a c k (3) sich ausdrückt, eine Rotation um einen im Unendlichen liegenden Pol.

Eine andere Möglichkeit zur Schaffung einer Translationsbewegung wäre die, indem man das Ersatzstück so an den Praemolaren aufhängt, daß jeweils ein federnder Arm im Bereiche des Siebeners und in der Nähe der Frontzähne in dem Kunststoff verankert wäre. Auf diese Art könnte keine große Kippwirkung auftreten.

S t e i n (geteilte Prothese), G e r i n g (Schienenstreckprothese) und H e i n t z (Zentralpunktfederprothese) versuchten dieses Problem derart zu lösen, indem sie Haltevorrichtung und Platte voneinander trennten und das Restgebiss überhaupt nicht belasteten. Der gesamte Kaudruck trifft über die Prothesenplatte auf die Schleimhaut.(28)

An dieser Stelle muß auch auf die Scharnierprothese von S t r i n i (51) hingewiesen werden, bei der fast der gesamte, auf das Ersatzstück auftreffende Kaudruck auf das Zentrum des Sattels und somit auf die Schleimhaut übertragen wird.

Ein anderer Weg dürfte die Aufteilung der Prothese in bewegliche Einzelteile oder die Unterfütterung mit elastischem Material sein, um die Starre der Prothese und der daraus resultierenden ungünstigen Kompressionsbezirken der Schleimhaut bei Belastung zu kompensieren.

Sollte aus bestimmten Gründen eine klammerlose Freiendprothese indiziert sein, so dürften, wie J u n g (29) berichtet, Radierungen am Modell und Anbringen von Saugkammern wesentlich dazu beitragen die Prothese an der Abhebung im Bereich der entlasteten Zonen zu hindern. Für einen Dauererfolg dürfte jeweils " der individuelle, biologische Faktor " entscheidend sein.

Nicht zuletzt dürfte auch die Konstruktion einer Freiendprothese mit Halteklammern zu einem befriedigenden Resultat führen, wenn weichbleibende Materialien zur Verfügung stehen, mit denen man durch Unterfütterung die Druckverteilung unter dem Ersatzstück günstiger gestalten kann.

An dieser Stelle möchte ich Herrn Professor Dr. Dr. Hans S c h l a m p p meinen herzlichsten Dank für die Ueberlassung des Themas und die großzügige Unterstützung bei der Ausführung der Arbeit erstatten.

Der Firma K u l z e r sowie der BASF - Ludwigshafen sei für den zur Verfügung gestellten Kunststoff bzw. Supramid-Faden gedankt.

Literaturverzeichnis

(1) Conod: Biomechanik der partiellen Prothese. ZMK-Heilkunde in Vorträgen 3, 143 (1951). C. Hanser-Verlag, München.

(2) Walkhoff und Bluntschli: zit. nach Kristen. Die Regeneration der Kieferknochen.... DZZ, VIII. 12, 660 (1953). C. Hanser-Verlag, München.

(3) Strack, R.: Die Problematik der Versorgung des Lückengebisses. DZZ. VIII. 11, 619 ff. (1953) DZZ. VIII. 12, 677 ff. (1953) DZZ. VIII. 13, 717 ff. (1953).

(4) Rehberg: Federn und Federdrahtmaterial in der Prothetik. DZZ. VII. 21, 1270 (1952).

(5) Loebisch: Ueber die Elastizität von federnden Dentallegierungen. DZZ. VIII. 8, 464 (1953)

(6) Eichner: Zur Messung von Klammerkräften bei partieller Prothesen. DZZ. VIII. 13,135 ff (1953)

(7) Kantorowicz,A.: Zur Statik der partiellen Prothese. DZZ. IV. 3/4, 141 ff. (1949).

(8) Kantorowicz,A.: Klinische Zahnheilkunde Bd. II, 1932. Verlag Hermann Meusser, Leipzig.

(9) Döring, R.: Zur Statik der totalen Unterkieferprothese. Diss. Würzburg 1951.

(10) Kokta, H.: Zur Statik der totalen Oberkieferprothese. Diss. Würzburg, 1953.

(11) Fick und Gysi: zit. nach Uhlig (12).

(12) Uhlig: Ueber die Kaukraft.
DZZ. VIII. 1, 77 ff. (1953).

(13) Green: zit. nach Uhlig (12).

(14) Kantorowicz, Schmitz, Balters, Willemse: zit. nach Bonyhàrd (15).

(15) Bonyhàrd: Resilienz, Resorption und Prothesengestaltung.
Zeitschr. f. Stomatologie, 1938, S. 10.

(16) Spreng: Die fortlaufende Klammer.
Deutscher Zahnärztekalender 1951, S. 81.

(17) Giger: zit. nach Bonyhàrd (15).

(18) Sohm, M.: Untersuchungen über Kompressibilität.
Zahnärztliche Stomatologie 1934, S. 202.

(19) Kallenberger: zit. nach Bonyhàrd. (15).

(20) Belger: zit. nach Kantorowicz. (7).

(21) Schwarz: zit. nach Kantorowicz. (7).

(22) Pfeiffer: Untersuchungen über Resilienz....
Schweiz. Monatsztschr. f. Zahnhkd. 39/29,
S. 407.

(23) Miller, B.: Zit. nach Bonyhàrd. (15).

(24) Baetz: zit. nach Gubler.
Konstruktion und Mechanik der federnden Klammer.
Diss. Zürich, 1944.
Buchdruckerei F. Frei, Horgen-Zürich.

(25) Schröder: zit. nach Strack.
Abdruckmethoden in Art, Bedeutung und Indikation.
Deutscher Zahnärztekalender 1949, S. 79.

(26) Preissecker: Festsitzender oder abnehmbarer Zahnersatz.
DZZ. VIII. 18, 1011 (1953).

(27) Wild, W.: Prothetische Behandlung des Lückengebisses.
DZZ. IV, 3/4, 141 (1949).

(28) Heintz, Stein Gering : zit. nach Reichenbach.
Die Problematik der partiellen Prothese.
DZZ. VIII. 12, 79 (1953).

(29) Jung, Fritz: Vorschläge zur Verbesserung ....
DZZ. VIII. 13, 126 (1953).

(30) Häupl: Konstruktiver Aufbau der Teilprothesen.
DZZ. VIII. 7, 400 (1953).

(31) Strini: zit. nach Singer.
Die Scharnierprothese nach Strini.
Quintessenz, Heft 1.
Referat Nr. 392 , S. 1.

Lebenslauf

Am 9. Dezember 1928 wurde ich als Sohn der Eheleute Ludwig Schneider, Friseur und Berta, geb. Becker, in Kusel/Pfalz, geboren. Nach 4-jähriger Volksschulzeit trat ich 1939 in die Oberschule für Jungen meiner Heimatstadt ein, die ich bis 1943 besuchte. Luftwaffenhelferdienst, RAD-Dienstzeit und Gefangenschaft unterbrachen die Schulausbildung bis Februar 1946.

Nach meiner Rückkehr wurde ich in die 6. Klasse der Oberrealschule aufgenommen und erlangte nach regelmäßigen Versetzungen im Sommer 1948 das Zeugnis der Reife.

Mit dem WS. 1948/49 immatrikulierte ich an der Universität Würzburg. Im April 1950 bestand ich die zahnärztliche Vorprüfung und am 3. Juli 1952 das Staatsexamen an der hiesigen Alma mater.

Seit August 1952 bin ich an der Klinik für Zahn- Mund- und Kieferkrankheiten Würzburg als Doktorand und seit dem 9. Februar 1953 als Volontärassistent tätig.

Ehrenwörtliche Versicherung

Ich versichere hiermit ehrenwörtlich, daß ich vorliegende Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe angefertigt, auch keine anderen Quellen als die angegebenen benützt habe.

Ich versichere ehrenwörtlich, daß ich bisher von keiner anderen Seite ein Thema zur Bearbeitung für eine Dissertation erhalten habe.

Hans Schneider.

RUDOLF BAEHR DRUCK- UND WERBETECHNIK
WÜRZBURG KOLLOFFSTEINSTR. 5